

YONARA LEOPOLDO

**DESENVOLVIMENTO DE FORÇA ISOMÉTRICA MÁXIMA DURANTE
O SALTO VERTICAL**

**Monografia apresentada como requisito
parcial para conclusão do Curso de
Bacharel em Educação Física, do
Departamento de Educação Física, Setor
de Ciências Biológicas, da Universidade
Federal do Paraná.**

ANDRÉ LUIZ FÉLIX RODACKI

Ao meu filho, Nicolas Pedro, que nasceu durante esta batalha, e batalhou junto comigo, enquanto lutava pela própria vida, e diante de sua força, senti vergonha por ter pensado em desistir.

AGRADECIMENTOS

Sou grata aos queridos colegas e amigos: Rafaela (bailarina), Gustavo, Fernanda Follador, Pedro, Guilherme Augusto, “Japa”, Willian Amend, “Dudu”, Zanon, “Gabiru”, Juliana, Daniel e Diogo, que deixaram de ir almoçar, se atrasaram para o trabalho e alguns até abriram mão de seus compromissos para poder me ajudar, participando da minha coleta de dados. É nessas horas que eu pude perceber quem realmente estava disposto a me ajudar, e estava ao meu lado dando uma “mãozinha”. Sem vocês esta pesquisa não teria sido possível, obrigado!

Especialmente à Camila Passini, por ter participado da coleta, por ter me ajudado em outras coletas, e também pelas horas de companhia no laboratório, a espera de alguns minutinhos com o nosso orientador...

Por falar nele, obrigado, André Luiz Félix Rodacki, pelos puxões de orelha, pelos infundáveis artigos em inglês (ufs!), por abrir minha mente e tentar levar seus alunos a um nível um pouco acima do mediano.

Obrigado às companheiras de curso, Rafaela Verona de Freitas, Camila Passini, Aline Barato Scheluchinhak (espero ter escrito certo!) e Fernanda Broto Follador, pelos finais de semana passados fazendo trabalho e comendo as guloseimas trazidas pelas mães.

Obrigado aos mestrandos Bob, Leslie (minha banca!) e Gustavo, que sempre me auxiliavam no que fosse possível.

A todos os colegas da turma Y, pela agradável companhia nesses quatro anos, à Universidade Federal do Paraná e a todos aqueles professores dedicados que me ensinaram a amar e respeitar minha profissão: Wagner Campos, Vera Lúcia, Fernando Mezzadri, Fernando Cavichiolli, Wanderlei Marchi Júnior, Letícia Godoy, Julimar Pereira, Humberto, Raul Osiecki, Neiva Leite, Sérgio Abrahão, Sérgio Santos, e especialmente ao Paulo Bento, por nos deixar totalmente à vontade em sua presença, tamanha sua humildade e carinho, e à Joice Stefanello, pela extrema tolerância que teve comigo.

Ao professor de Física do Ensino Médio, Maurício Loik, por me tornar uma pessoa mais crítica, vou lembrar de você para sempre.

À minha mãe, eterna companheira nos momentos bons e ruins, minhas irmãs, ao Luciano, a Deus, pela oportunidade da vida, e a todos que estão ao meu redor, batalhando como eu, e tentando fazer deste um mundo melhor, como eu.

“Enquanto a cor da pele dos homens valer
mais do que o brilho dos olhos, sempre haverá
guerra”.

Bob Marley

SUMÁRIO

LISTA DE TABELAS.....	vi
LISTA DE FIGURAS.....	vii
RESUMO.....	viii
ABSTRACT.....	ix
1.0 INTRODUÇÃO.....	01
1.1 Objetivos.....	03
1.2 Hipóteses.....	03
2.0 REVISÃO DE LITERATURA.....	04
2.1 FORÇA MUSCULAR.....	04
2.2 POTÊNCIA MUSCULAR.....	06
2.2.1 Desenvolvimento da Potência.....	07
2.2.2 Treinamento da Potência.....	07
2.3 TAXA DE DESENVOLVIMENTO DE FORÇA MUSCULAR.....	09
2.4 DÉFICIT BILATERAL.....	10
2.5 MÉTODOS PARA QUANTIFICAÇÃO DE FORÇA, POTÊNCIA E TAXA DE DESENVOLVIMENTO DE FORÇA.....	13
2.5.1 Dinamometria Analógica.....	14
2.6 PROBLEMAS NA QUANTIFICAÇÃO DA FORÇA, POTÊNCIA E TAXA DE DESENVOLVIMENTO DE FORÇA ISOLADA E CONJUNTA.....	15
3.0 MATERIAIS E MÉTODOS.....	17
3.1 INSTRUMENTOS.....	17
3.1.1 AVALIAÇÃO DO PICO DE FORÇA E DA TAXA DE DESENVOLVIMENTO DE FORÇA (TDF).....	17
3.2 PROCEDIMENTOS.....	17
3.3 ANÁLISE DOS DADOS.....	22
4. RESULTADOS.....	24
5. DISCUSSÃO.....	29
6. CONCLUSÃO.....	33
REFERÊNCIAS.....	34

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Valores de força máxima e taxa de desenvolvimento de força nos segmentos inferiores esquerdo e direito nas articulações dos membros inferiores e unilateral.....	24
Tabela 2: Valores médios (+ desvio padrão) da força isométrica máxima e da taxa de desenvolvimento de força da soma dos testes unilaterais e do teste unilateral.....	27
Tabela 3: Valores de significância da taxa de desenvolvimento de força e do pico de força isométrica para os testes unilaterais e bilaterais. Os valores destacados em vermelho e asterisco (*) são significativos.....	28
Tabela 4: Valores de significância da taxa de desenvolvimento de força e do pico de força isométrica dos segmentos tornozelo, joelho e quadril, para os testes unilaterais. Os valores destacados em vermelho e asterisco (*) são significativos.....	28

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: amostra de um teste isométrico para planti-flexores do pé.....	18
Figura 2: amostra de um teste isométrico para extensores da perna.....	19
Figura 3: amostra de um teste isométrico para extensores da coxa.....	19
Figura 4: amostra do teste isométrico unilateral de simulação do salto.....	20
Figura 5: amostra do teste isométrico bilateral de simulação de salto.....	20
Figura 6: visão superior lateral do teste bilateral.....	21
Figura 7: visão proximal do teste bilateral.....	21
Figura 8: Exemplo de gráfico de taxa de desenvolvimento de força, com linha de tendência e R^2	23
Figura 9: Médias do pico de desenvolvimento de força dos segmentos tornozelo (direito + esquerdo), joelho (direito + esquerdo) e quadril (direito + esquerdo) e da soma dos segmentos.....	25
Figura 10: Resultado da soma do pico de força isométrica do tornozelo, joelho e quadril (soma dos segmentos) comparada com a soma dos testes unilaterais e com a média do teste bilateral.....	26
Figura 11 - Média da taxa de desenvolvimento de força dos segmentos direito e esquerdo e dos testes unilaterais.....	27

RESUMO

DESENVOLVIMENTO DE FORÇA ISOMÉTRICA MÁXIMA DURANTE O SALTO VERTICAL

O objetivo deste estudo foi comparar a taxa de desenvolvimento de força e o pico de força isométrica máxima desenvolvido pelos segmentos isolados dos membros inferiores (tornozelo, joelho e quadril) entre o lado direito e esquerdo, e compará-las com a taxa e pico de força desenvolvidos pelos membros inferiores em testes unilaterais e bilaterais de simulação de salto. O estudo buscou ainda analisar a ocorrência de déficit bilateral e assimetrias ocorridas durante este movimento. Para tal, participaram voluntariamente desta pesquisa 15 sujeitos com idade média de 20 anos (± 2 anos), que realizaram a planti-flexão do tornozelo ($23,84 \pm 0,13$; $0,000923 \pm 0,00001$), a extensão da perna ($44,87 \pm 0,12$; $0,002415 \pm -0,0012$) e extensão da coxa ($56,89 \pm 1,76$; $0,0037 \pm 0,0012$), e a simulação de um salto de forma unilateral ($87,92 \pm 3,38$) e bilateral ($114,28 \pm 43,70$; $0,00664 \pm 0,0064$). Todos os testes foram realizados com os segmentos do membro inferior direito e do membro esquerdo, que realizaram uma contração voluntária máxima (MVC) ao comando do pesquisador. Os resultados mais relevantes para esta pesquisa demonstram a não existência de dominância por qualquer um dos lados em relação ao outro (direito/esquerdo), além de não haver assimetrias de produção de força e déficit bilateral para taxa de desenvolvimento de força dos segmentos testados, o mesmo não ocorrendo com o pico de força isométrica, que apontou diferenças significativas na comparação da soma dos picos dos testes unilaterais com o teste bilateral. Isto provavelmente evidencia que o déficit bilateral não tem relação expressa com a velocidade com que o movimento é executado, mas sim com a quantidade final de força (torque final) gerada pelo segmento ou membro na realização de um movimento.

Palavras-Chave: taxa de desenvolvimento de força, déficit bilateral, salto vertical.

ABSTRACT

MAXIMUM ISOMETRIC FORCE DEVELOPMENT DURING VERTICAL JUMP

The aim of this study was to compare the rate of force development and the peak of maximum isometric force development by separated segments of lower members (ankle, knee and hip) between the right and left sides, and to compare with the rate of force development improved by lower members in unilateral and bilateral tasks of jump simulations. This research also quest to analyze the event of bilateral deficit and asymmetries happen during this action, to this, fifteen man and women (age: 20 ± 2 yr) were assessed on tests of ankle planti-flexion ($23,84 \pm 0,13$; $0,000923 \pm 0,00001$), knee ($44,87 \pm 0,12$; $0,002415 \pm -0,0012$) and hip ($56,89 \pm 1,76$; $0,0037 \pm 0,0012$) extension, and the unilateral ($87,92 \pm 3,38$) and bilateral ($114,28 \pm 43,70$; $0,00664 \pm 0,0064$) jump simulation. All tasks are doing with right and left segments of lower members, that makes a maximum voluntary contraction (MVC) after the searcher command. The most relevant results in this research show anything differences about sides (left/right), and no asymmetries of force production and bilateral deficit to rate of force development of task segments, unlike from the peak of isometric force, where significant differences appears among addition unilateral tasks peak and bilateral tasks. The evidences suggest that the bilateral deficit have not relationship with the movement velocity, but with the final amount of force (final torque) produced by segment or member in the movement accomplishment.

Key Words: rate of force development, bilateral deficit, vertical jump.

1. INTRODUÇÃO

O campo esportivo vem ganhando cada vez maior importância no contexto atual, fato que acarreta seu desenvolvimento altamente sustentado por ciências e tecnologias cada vez mais aplicadas e concentradas no treinamento desportivo e performance humana, visando principalmente ganhos de força e potência muscular, imprescindíveis na maioria dos esportes.

No que diz respeito ao desenvolvimento destas áreas, voltadas à melhoria do desempenho do atleta, os testes físicos, clínicos, psicológicos, fisiológicos e psicofisiológicos destacam-se por apresentarem em seu resultado dados relevantes para o treinamento das equipes e atletas segundo sua individualidade e condição física atual. Dentro destas avaliações, as físicas e fisiológicas são aquelas às quais comumente os treinadores mais recorrem em busca do aprimoramento de seus treinamentos, visando o aperfeiçoamento da técnica e atuação de seus desportistas diante de competições de alto rendimento.

É importante, no entanto, contextualizar estas avaliações, para que realmente resultem em dados o mais próximo possível da realidade do atleta na hora da competição, pois, como afirma Rodacki (2001):

“...a investigação das respostas do sistema neuromuscular durante movimentos multi-segmentares explosivos é necessário para melhor compreender o controle do movimento humano e a performance.”

Com relação a este controle do movimento, Enoka (2000) afirma ainda que, em razão da complexidade tanto das interações entre os centros supra-segmentares como da organização do sistema musculoesquelético, muitas seqüências diferentes de ativação e combinações de músculos podem ser utilizadas para executar um movimento desejado, ou seja, muito mais opções estão disponíveis do que seria necessário para a maioria dos movimentos (Bernstein, 1984), transformando este sistema no que Rodacki (2001) chama de “sistema redundante”, já que contém um grande número de níveis neurais, musculares e

esqueléticos de resposta que excedem o necessário para cumprir as exigências da demanda.

Relacionado a este aspecto, podemos citar ainda os músculos que, atuando através de mais de uma articulação podem influenciar a ação mecânica relacionada a uma articulação (ZATSIORSKI, 2004). O exemplo clássico deste efeito é o uso de músculos de duas articulações para distribuição de momentos em rede e transferência de força entre as articulações (VAN INGER SCHENAU et al., 1992), onde músculos agonistas e antagonistas podem exercer forças segmentares contrárias sob uma articulação em determinado movimento, anulando-se umas às outras.

Para a análise do movimento no contexto esportivo é relevante também considerar fenômenos como o déficit bilateral, que Owings e Grabiner (1998) caracterizam como um decréscimo na força de contração voluntária máxima (MVC) durante uma ativação bilateral de músculos homólogos, comparada com a soma das forças produzidas durante uma MVC unilateral destes músculos, e as adaptações neurais resultantes do treinamento de força, que, segundo Komi (1992), se expressam através de um aumento na musculatura e em sua capacidade de gerar força ao longo de um programa de treinamento, e estas respostas continuarão a serem efetivas dependendo da capacidade do atleta em continuar respondendo a estes estímulos.

Isto mostra uma grande necessidade do aperfeiçoamento das técnicas de testagem da performance esportiva, de modo que avaliem o desportista a níveis cada vez mais próximos de seu contexto competitivo, o que implica, por exemplo, desenvolver métodos de quantificação da força muscular, potência e taxa de desenvolvimento de força, para cada um dos segmentos musculares e membros (direito - esquerdo), chegando a um resultado fiel de seu desempenho real durante a ação desportiva competitiva, pois, como cita Simão et al. (2001), a potência muscular é altamente dependente da força e ambas são importantes para

performances desportivas e para o desempenho de atividades cotidianas. Posto isso, são necessárias formas simples de medidas que, além do baixo custo, apresentem resultados confiáveis.

1.1 OBJETIVOS

◆ Comparar a taxa de desenvolvimento de força desenvolvida pelos segmentos isolados dos membros inferiores (tornozelo, joelho e quadril), em relação à taxa de desenvolvimento de força do segmento completo durante o salto em movimento unilateral.

◆ Comparar a taxa de desenvolvimento de força desenvolvida pelos membros inferiores quando testados uni e bilateralmente no movimento do salto.

1.2 HIPÓTESES

◆ H1: O membro dominante exerce maior força que o não dominante.

◆ H2: A soma da força isométrica desenvolvida pelo membro direito e o esquerdo é maior do que a força desenvolvida no movimento bilateral.

◆ H3: Os músculos ao redor da articulação do quadril exercem maior torque de força do que os músculos das articulações do joelho e tornozelo.

2. REVISÃO DE LITERATURA

Estudos sobre treinamento de força e potência são comuns na literatura científica (THOMPSON; BEMBEM, 1999; FEIGENBAUM; POLLOCK, 1997). Durante muito tempo priorizou-se o componente aeróbio da aptidão física; todavia, a partir dos anos 80, o treinamento de força começou a ser mais valorizado, sendo sua inclusão recomendada pelo Colégio Americano de Medicina do Esporte (ACSM, 2000). Programas visando seu desenvolvimento cresceram em popularidade, sendo hoje inegável sua presença em centros de saúde, clubes e academias (SIMÃO; MONTEIRO; ARAÚJO, 2001), devido ao atual reconhecimento desta como essencial para se atingirem elevadas performances durante a competição (TENHONEN, 1994).

Entretanto, algumas definições contraditórias dos termos força muscular, potência muscular e taxa de desenvolvimento de força têm sido utilizadas, dificultando o entendimento destes assuntos e a troca de experiências profissionais.

Desta forma, os próximos capítulos têm a finalidade de esclarecer estes termos com base na literatura científica que ultimamente vêm realizando pesquisas acerca destes assuntos.

2.1 FORÇA MUSCULAR

A força muscular é o resultado da tensão máxima que um músculo ou grupo de músculos pode desenvolver quando se opõe ou vence uma resistência exterior. No âmbito desportivo, a força traduz a capacidade de a musculatura produzir tensão, aquilo que denominamos contração muscular (HERTOHG, et al., 1994), ou seja, a força muscular é a quantidade máxima de força que um músculo ou grupo de músculos pode gerar numa contração única e voluntária.

A força muscular, entendida como a capacidade do músculo em gerar tensão de forma ativa, é um conceito que ocupa um importante lugar no conhecimento cinesiológico, tanto no campo avaliativo como terapêutico (SAPEGA, 1990). Este conceito do sistema músculo esquelético se expressa através do momento de força ou torque, que pode ser definido como uma força sobre uma alavanca que se movimenta em torno de um eixo e

que pode ser calculado: $T = F \times D$, onde T = torque, F = força e D = distância (HAMILL; KNUTZEN, 1999).

Temos ainda que a força muscular é a habilidade que um músculo ou grupo muscular possui de exercer tensão através de um esforço voluntário e de que esta tensão é constante ao longo do comprimento do músculo e nos sítios de inserção musculotendíneo no osso (SMITH ET AL., 1997; MCARDLE ET AL., 1998; PEDRINELLI, 1997; HALL, 2000; MEDINA, 2000).

A força muscular é proporcional ao número de fibras musculares recrutadas durante a contração muscular, e este recrutamento é proporcional ao número de unidades motoras presentes no músculo (GRANDJEAN, 1998; PEDRINELLI, 1999; PAULO; FORJAZ, 2001). Ela deve ser entendida como o estudo do torque, ou seja, o efeito rotacional da força gerada por um músculo ou grupo muscular aplicado a uma articulação e também definido como momento máximo da força (DVIR, 2002; CLARKSON, 2002; MORROW et al., 2003).

Vemos, desta forma, que a força muscular está intimamente relacionada com o tempo de contração muscular e que depende principalmente do número de fibras recrutadas e de unidades motoras presentes no músculo o torque final que o segmento em questão irá produzir.

Dentro dos conceitos de força, é importante destacar um subconceito chamado Força máxima isométrica ou estática (FIM) ou Pico Máximo de Força (PMF), que, segundo Badillo (2000, apud MARQUES, 2002), é a força realizada contra cargas insuperáveis, ou seja, não se observa qualquer tipo de movimento apesar de existir contração muscular. Ao nível do treino desportivo a avaliação do PMF é muito comum e é medida na curva força-tempo.

2.2 POTÊNCIA MUSCULAR

Segundo Fleck e Kraemer (1999), "potência é a velocidade em que se desempenha o trabalho". Já para Zatsiorsky (1999), "potência é a força dividida pela unidade de tempo". Vemos então que a potência muscular é o produto entre a força (resistência a vencer) e a velocidade do movimento, sendo então altamente dependente desta força e ambas são importantes para a performance desportiva, bem como para atividades do cotidiano.

Seguindo estas definições, várias formas de potência podem ser sugeridas dentro de determinados contextos e necessidades específicas como por exemplo: potência aeróbia, potência anaeróbia (lática e alática), potência muscular, potência explosiva, onde caberá analisar cada movimento e/ou esporte para seguir o princípio da especificidade e fazer uso da potência adaptada a sua condição ótima em cada caso.

O que diferencia nos exercícios de fortalecimento a força e a potência musculares é a relação de velocidade para execução do movimento (KOMI, 1995; HAKKINEN, ALLEN, KOMI, 1985; MAUD, FOSTER, 1995). Nesse caso, o treinamento voltado para aprimoramento da força tem sido usualmente feito com velocidades baixas e cargas relativamente altas, enquanto a potência se relaciona com execuções rápidas e, conseqüentemente, cargas mais baixas (FLECK, KRAEMER, 1997).

A força geralmente está relacionada ao trabalho envolvendo cargas elevadas, sem, contudo, existir a necessidade da imposição de elevadas velocidades ao movimento. Já a potência tem sido associada a baixas cargas – ou pelo menos a cargas abaixo daquelas preconizadas para a força –, estando mais relacionada a elevadas velocidades de movimento do que à própria carga (MAUD, FOSTER, 1995). Tem sido preconizado que a potência muscular máxima pode ser produzida em velocidades intermediárias de movimento (aproximadamente 30% da velocidade máxima de encurtamento) (HOEGER et al. 1990). Parte da aparente controvérsia está em considerar a velocidade de 1RM como máxima, enquanto na curva clássica velocidade-carga a velocidade máxima é obtida com carga zero.

Este fato é demonstrado pelo estudo de Simão et al. (2001), que em estudo relacionado a fidedignidade inter e intradias de um teste de potência muscular, evidenciaram cargas altas a rápidas velocidades de execução em seus testes de potência, mostrando que potência verdadeiramente máxima só é alcançada com altas cargas associadas a elevadas velocidades.

2.2.1 Desenvolvimento da Potência

Já que a potência envolve um componente de força, e um de velocidade, fica fácil observar que maximizando a força e/ou a velocidade, aumenta-se a potência. Talvez aí comecem alguns erros na hora de se tomarem decisões a respeito de como se desenvolver e treinar potência. Além disto, aparentemente a ciência é pouco clara em definir qual destes dois componentes influencia mais no desenvolvimento da potência.

A esse respeito, introduziremos um outro conceito, o de velocidade de desenvolvimento de força (VDF), ou taxa de desenvolvimento de força, mostrando novamente que em uma ação muscular potente, o músculo deve exercer tanta força o quanto possível em um curto período de tempo. Porém não é correto afirmar que necessariamente um músculo que desenvolva mais força, é um músculo mais potente, uma vez que a análise de mais de uma característica é necessária para esta afirmativa.

O treinamento de força usando cargas altas e baixa velocidade na fase concêntrica leva a uma melhora na força máxima, porém com ganhos reduzidos em outros padrões de velocidade (FLECK E KRAEMER, 1999; ZATSIORSKY, 1999). Assim a VDF pode explicar em parte porque muitas vezes o treinamento de força isoladamente não aumenta o desempenho da potência, sendo necessária a combinação de mais de uma valência, a serem treinadas de forma conjunta.

2.2.2 Treinamento da Potência

A literatura coloca que, para se gerar força, é necessário se extrapolar o limiar de despolarização das células musculares através de uma estimulação suficiente (FARINATTI, 2000). A chegada constante de novos estímulos (somação), de modo a diminuir o período disparo-reação (período de latência) seria a consequência do

desenvolvimento da força, cujo trabalho é pré-requisito para atletas pouco experientes neste tipo de atividade, antes do desenvolvimento da potência.

Segundo Zatsiorsky (1999), é impossível para o atleta gerar grandes taxas de força em movimentos rápidos, não sendo capaz de gerar força similar ou mesmo superior em movimentos mais lentos. Da mesma forma parece ser consenso a afirmativa de que a relação força-hipertrofia não é necessariamente linear. Apesar de normalmente ocorrer aumento na seção transversa do músculo como consequência do treinamento de força ou de potência, as especificidades de objetivos são diferentes, o que leva a adaptações também diferentes.

No começo do trabalho de força, o atleta não experiente neste tipo de treinamento, apresenta uma melhora na performance, uma vez que seu caráter de treinabilidade é alto. Como regra geral, quanto menos treinado é um indivíduo, mais treinável ele será. Já em atletas experientes, o treinamento de força por si só pode ser insuficiente ou pouco expressivo para se melhorar a potência, dependendo da especificidade do trabalho.

A fisiologia humana, entretanto, é dotada de um complexo sistema de preservação funcional que deve ser levada em consideração. Por exemplo, um supino feito em grande velocidade com o intuito de se melhorar o componente de velocidade e assim influenciar na potência pode ser contraproducente. O aumento na frequência do impulso neural provavelmente resultará em adaptações que colaboraram para uma melhora na performance, apesar de não se saber claramente se um aumento na velocidade do movimento se dá por um encurtamento mais rápido da fibra muscular, ou pelo impulso neural mais rápido (FLECK E KRAEMER, 1999). Contudo na fase final deste movimento os mecanismos protetores neurais se acionam, ativando os músculos antagonistas ao movimento, reduzindo sua potência e velocidade de aceleração com o intuito de proteger a articulação.

Para se evitar este inconveniente, o uso do treinamento pliométrico ou com ciclo de movimento estende-flexiona resulta em grande aumento da estimulação neural, com um mínimo de inibição ou ativação antagonista. O uso de instrumentos auxiliares como o

medicine ball também podem ser indicados (FLECK E KRAEMER, 1999), além de aparelhos isocinéticos (ZATSIORSKY, 1999).

Em estudo sobre a utilização do treinamento pliométrico conjuntamente como treinamento com pesos, Ebben (2002) aponta este tipo de treinamento (chamado "complex training") como uma excelente forma de se desenvolver potência em atletas treinados.

O treinamento de potência deve ser o mais específico possível. Os músculos atuantes devem ser os mesmos daqueles usados durante o exercício esportivo, e até mesmo a resistência deste exercício deve ser imitada sem, entretanto, exceder o nível no qual o padrão motor seja substancialmente alterado (ZATSIORSKY, 1999), evitando a criação de "maus hábitos motores" potencialmente transferíveis para a realidade esportiva.

2.3 TAXA DE DESENVOLVIMENTO DE FORÇA MUSCULAR

Batista et al. (2003), em estudo realizado acerca do efeito da potencialização pós-tetania (PPT) no desempenho da força rápida, descreve que a taxa de desenvolvimento de força corresponde ao percentual da força máxima que pode ser gerado em um intervalo de tempo muito breve (TRICOLI, 2000) e que determina o desempenho de habilidades atléticas como saltos, chutes, arremessos e lançamentos.

O exercício explosivo pode ser definido como movimentos em que a taxa de desenvolvimento de força (TDF) é máxima ou próxima ao máximo para um determinado tipo de ação do músculo (ex: isométrico, centralizado, descentralizado).

O pico da TDF tem uma forte associação com a habilidade de acelerar uma massa. O exercício explosivo pode ser feito de formas isométrica ou dinâmica, contudo, movimentos dinâmicos podem apresentar picos de TDF mais altos do que exercícios isométricos. À medida que a resistência usada em exercícios dinâmicos diminui, o TDF aumenta resultando em uma relação inversa entre a produção de pico de força e o TDF. Dessa forma, uma sequência contínua de exercícios explosivos pode ser conceitualizada variando de movimentos isométricos e movimentos lentos de força elevada (pesos

muito pesados) à movimentos muito rápidos realizados com pesos relativamente leves.

Dependendo da resistência usada, um TDF de pico alto, alta aceleração e força de aceleração podem ser alcançadas no mesmo movimento. Exercícios explosivos em que todos os três parâmetros (TDF, aceleração e força) estão no máximo ou próximo do máximo podem ser definidos como exercícios de "força de velocidade" e podem ser pliométricos ou balísticos por natureza.

Treinamento isométrico com um alto TDF pode aumentar a taxa de produção de força e velocidade de movimento, enquanto treinamento de peso pesado primeiramente aumenta as medidas de força máxima. Além do mais, o treinamento de exercício explosivo de alta potência aparece para aumentar uma grande variedade de desempenho atlético para uma maior extensão do que o treinamento de peso pesado tradicional, particularmente se houver um nível inicial alto razoável de força máxima.

2.4 DÉFICIT BILATERAL

A produção de força pode ser obtida através da realização de movimentos unilaterais e bilaterais (MONTEIRO; SIMÃO, 2006). Quando a soma da força desenvolvida por cada membro isoladamente é superior à obtida bilateralmente, temos a presença do déficit bilateral (FLECK; KRAEMER, 1997; CHAVES; GUERRA. MOURA; NICOLI; FÉLIX; SIMÃO, 2004). A literatura não é consensual quanto a este fenômeno, porém cita que diversos aspectos podem influenciar nas diferenças entre os estudos, entre elas, pode-se ressaltar os diferentes graus de treinamentos dos sujeitos e os distintos grupos musculares avaliados.

Quanto à relação do treinamento físico com o déficit bilateral, Simão e Monteiro (2006) enfatizam que uma combinação ótima de variáveis que traduzem volume e intensidade do esforço é um dos pontos cruciais na elaboração do treinamento. Quanto a isso, sabe-se que um dos aspectos que pode influenciar no volume de trabalho em uma sessão de treinamento diz respeito à forma de condução dos exercícios. Nesse caso, a condução do trabalho pode ser feita de forma unilateral ou bilateral. A força desenvolvida durante ações bilaterais normalmente é menor do que a soma da força desenvolvida por cada

membro, este fenômeno é chamado de déficit bilateral (VANDERVOORT; SALE; MOROZ, 1984; SIMÃO; LEMOS; VIVEIROS; CHAVES; POLITO, 2003).

Embora os mecanismos responsáveis pelo déficit bilateral ainda não estejam bem elucidados, parece ser consenso que a execução dos exercícios resistidos com ações musculares simultâneas tende a reduzir o déficit bilateral, em relação ao trabalho representado pela ação unilateral de força (VANDERVOORT; SALE; MOROZ, 1987; KRAEMER; FLECK; EVANS, 1996).

Segundo alguns autores, esta diferença pode estar associada aos seguintes aspectos: estimulação reduzida de unidades motoras, recrutamento neural diferenciado pelo efeito cruzado no trato extrapiramidal, diferenças de fibras nos membros, predominância de utilização de um membro em detrimento do outro, resultando em menor produção de força (SIMÃO; MONTEIRO; ARAÚJO, 2001; PATTEN; KAMEN, 2000).

Aspectos fisiológicos também são apontados pela literatura como responsáveis pelo fenômeno do déficit bilateral, entre eles, um dos principais é a diminuição da ativação neural no recrutamento de unidades motoras para realização dos movimentos bilaterais, comparadas com a soma dos trabalhos unilaterais (GARDINER, 2001). Em adição, a literatura cita também fatores como a difusão dos impulsos entre os hemisférios cerebrais, estabilização postural, aprendizagem motora, redução da atividade antagonista, motivação e tipo de fibra muscular envolvida, que também podem concorrer para o fenômeno (RUTHERFORD; JONES, 1986; ZHOU, 2000).

É importante também destacar que a duração do esforço máximo parece ser um aspecto crucial na ocorrência do déficit bilateral, pois observa-se que nos experimentos em que poucas repetições foram executadas (testes de 1 RM ou de poucas repetições máximas para medida do pico de torque) a ocorrência do déficit bilateral normalmente é evidente, ao contrário de estudos onde era adotado um número maior de repetições nos procedimentos de testagem, provavelmente devido ao maior grau de fadiga e acidose elevada que ocorre em testes de maior duração, em contrapartida aos protocolos de curta duração, onde há predominância do sistema ATP-PC.

Na tentativa de esclarecer algumas questões referentes a este aspecto do déficit bilateral, Simão e Monteiro (2006) conduziram um estudo cuja finalidade era comparar a carga obtida em 10 repetições máximas (10 RM) nos diferentes dimídios corporais em exercícios de braços e pernas, e comparar a soma das ações unilaterais com os resultados obtidos bilateralmente nos mesmos exercícios. Para todos os procedimentos considerou-se um nível de significância de $p < 0,05$, sendo que não foram verificadas diferenças para as cargas manipuladas nos dois seguimentos em ambos os exercícios, ou seja, não foi verificado déficit bilateral, pois as cargas obtidas no trabalho realizado pelos dois segmentos conjuntamente foram superiores ao somatório do trabalho unilateral.

Em outro estudo relacionado ao déficit bilateral, McCurdy et al. (2005) investigaram o efeito de oito semanas de treinamento no exercício de agachamento, sendo que a amostra foi dividida em dois grupos: o primeiro realizou treinamento unilateral, enquanto o segundo, bilateral. Ambos os grupos executaram trabalhos de potência (pliometria) e força, cada um duas vezes por semana, inicialmente com três séries de 15 repetições a 50% da carga máxima, terminando com seis séries de 5 repetições com 87% da carga máxima. Os autores concluíram que tanto no grupo que trabalhou unilateralmente quanto no que trabalhou bilateralmente, ganhos similares de força e potência foram observados, o que parece corroborar com os achados do estudo anterior, quanto à duração dos exercícios e a ocorrência do déficit bilateral.

Com relação à velocidade de execução do movimento e a ocorrência do déficit bilateral, Vandervoort et al. (1987) estudaram o déficit bilateral no exercício supino horizontal em três diferentes situações, envolvendo trabalho isométrico e trabalhos em baixa e em alta velocidade, desenvolvidos em equipamento isocinético. Os pesquisadores obtiveram como resultado que o desempenho bilateral foi inferior ao unilateral em altas velocidades, contudo, em baixas velocidades, bem como no trabalho isométrico, as diferenças não foram significativas, indicando que a velocidade de movimento e os distintos ângulos trabalhados também podem exercer influência diferenciada no déficit bilateral.

Alguns mecanismos neurais investigados mostraram que o tamanho do déficit bilateral pode ser diminuído ou mesmo invertido (facilitação bilateral) com treinamentos específicos bilaterais (COYLE; FEIRING; ROTKIS, 1981; SECHER, 1975).

2.5 MÉTODOS PARA QUANTIFICAÇÃO DE FORÇA, POTÊNCIA E TAXA DE DESENVOLVIMENTO DE FORÇA

Durante o século XIX realizavam-se avaliações musculares através de resistências manuais complementadas com observações da postura e da marcha. No início do século XX, devido aos efeitos devastadores da poliomielite, houve uma padronização de alguns métodos para avaliar a força muscular que foram denominados métodos manuais (MMA).

Posteriormente, devido à II Guerra Mundial aprimorou-se novos métodos de quantificação da força muscular com o intuito de obter maior objetividade dos resultados. Um dos precursores desses métodos foi Thomas De Lorme (1943), que descreveu os termos técnicos de 1 resistência máxima e 10 resistências máximas (RM). Os trabalhos desenvolvidos por este autor serviram de base para novos protocolos de avaliação da força muscular na década de 1950, que foram denominados métodos mecânicos (MME) (2000).

James Perrine (apud HISLOP; PERRINE, 1967), beneficiando-se da melhoria das técnicas cirúrgicas, o desenvolvimento da medicina esportiva e o aprofundamento dos conhecimentos na área de fisiologia do exercício, introduziu, no final da década de 60, o conceito de contração isocinética.

Paralelamente ao desenvolvimento do conceito isocinético, autores como Piovesan et al. (1989), Godinho et al. (1994) e Santarém et al. (2000), desenvolveram métodos alternativos de avaliação da força muscular. Estes métodos são denominados métodos mecânicos estáticos, cujo principal parâmetro avaliado é o momento máximo da força muscular ou torque, através de uma contração isométrica máxima.

Inicialmente estes aparelhos foram desenvolvidos a partir de materiais de uso diário como balanças, aparelhos de pressão ou esfigmomanômetro, torquímetros e

tensiômetros. Atualmente os dispositivos mais utilizados neste tipo de avaliação são as células de carga e os dinamômetros analógicos (CLARKSON, 2000; DVIR, 2002). Estes instrumentos por sua vez proporcionam avaliações objetivas da força muscular, e devido ao seu tamanho, praticidade e custo, podem ser utilizados com facilidade no ambiente clínico.

Piovesan et al. (1989), utilizaram para avaliar a força do músculo quadríceps, uma balança analógica com resistência por pesos, adaptada a uma mesa flexo-extensora, através de um sistema de roldanas.

Guirro et al. (2000), utilizaram para avaliar a força do músculo quadríceps, uma célula de carga com capacidade máxima de 100 Kgf. Guirro (2001) utilizou novamente uma célula de carga, para avaliar a força dos músculos flexores do punho, desta vez utilizando células de carga com capacidades máximas de 50 e 100 Kgf, para avaliar músculos do braço e antebraço após resfriamento local e aquecimento profundo.

Mendonça et al. (2001), utilizaram uma célula de carga adaptada a uma cadeira de Bonett e mostraram a eficiência do dispositivo para avaliar a força muscular dos flexores e extensores do joelho.

Rogatto e Valim (2002), correlacionaram o teste de 1 RM proposto por De Lorme, com a área muscular de secção transversal da coxa e chegaram a uma equação que permite quantificar a força muscular do quadríceps e isquiotibiais.

Estes métodos utilizam na sua maioria contrações isométricas máximas, priorizando a avaliação do momento máximo da força ou torque (DVIR, 2000). Para uma maior aplicabilidade estes métodos devem ser testados quanto a sua validade e fidedignidade.

2.5.1 Dinamometria Analógica

O dinamômetro analógico, embora de concepção simples, é apresentado como adequado por Piovesan (1989) para avaliar a força do quadríceps, onde, no estudo consultado, o coeficiente de variação devido a fatores inerentes ao aparelho é menor que o coeficiente das variações biológicas, tornando as medidas válidas e reprodutíveis.

A dinamometria analógica é um método simples de avaliação da força muscular, através de uma contração isométrica máxima contra uma resistência, os resultados encontrados são semelhantes a de estudos experimentais (GODINHO et al., 1994).

Os dinamômetros analógicos utilizados para medir a força muscular são dispositivos que operam segundo o princípio de tração e compressão. Quando uma força externa é aplicada ao dinamômetro, uma mola é tensionada e movimenta um ponteiro. Sabendo-se quanto de força é necessário para deslocar a mola e o ponteiro, pode-se determinar com exatidão, quanto de força estática externa foi aplicada ao dinamômetro (MCARDLE et al., 1998).

Os testes isométricos são os que mantêm maior relação com o torque, aproximando-se da avaliação isocinética (PEDRINELLI, 1999).

Métodos alternativos de avaliação da força muscular como células de carga e dinamometria analógica mostram-se eficientes neste campo da avaliação físico-funcional (MENDONÇA et al., 2001).

Uma alternativa objetiva para o TMM, é o dinamômetro analógico. Estes aparelhos devem ser calibrados periodicamente, só assim conseguem manter uma correlação de resultados com o TMM e a avaliação muscular isocinética (BOHANNON, 2001).

Os dinamômetros analógicos mostram-se válidos na avaliação da força muscular, podendo estas avaliações serem auxiliadas por outros métodos, por exemplo: eletromiografia e plataformas de força (SANTOS, 2002).

2.6 PROBLEMAS NA QUANTIFICAÇÃO DA FORÇA, POTÊNCIA E TAXA DE DESENVOLVIMENTO DE FORÇA ISOLADA E CONJUNTA

A literatura tem demonstrado que força e potência muscular são fundamentais tanto para a *performance* quanto para a saúde (THOMPSON; BEMBEM, 1999; FRIEDRICH, 2001; FOLDVARI et al., 2000). Para o treinamento desportivo, a potência muscular é uma das variáveis mais importantes (KRAEMER; FLECK; DESCHENES; EVANS; 1996; KANEHISA; MIYASHITA, 1983). Isso também é válido para as atividades

cotidianas, nas quais a potência muscular desempenha um papel de grande relevância. Contudo, um dos principais problemas associados à medida e avaliação da potência muscular parece ser sua mensuração (MURPHY et al., 1994; KANEHISA; MIYASHITA, 1983), principalmente no que concerne aos testes menos sofisticados que possam ser empregados em maior escala. Isso ocorre, principalmente, devido à dificuldade em quantificar com exatidão as cargas ideais e as velocidades específicas de trabalho.

Geralmente, cargas entre 30 e 60% de 1RM são referenciadas como ideais para trabalhar exercícios de potência (KOMI, 1995; CRONIN et al., 2000). Por exemplo, Hoeger et al. (1990), em interessante estudo envolvendo levantadores de pesos, demonstraram que os exercícios de potência muscular podem chegar a 80% de uma 1RM. Segundo esses autores, o aspecto mais importante a influenciar nas diferenças percentuais de cargas em distintos exercícios está relacionado à massa muscular envolvida. Nesse caso, quanto maior a massa muscular, menor será a potência relativa em comparação com aquela gerada por um menor grupamento. Tal afirmativa também foi confirmada por outros estudos utilizando diversos exercícios (AGRE et al., 1987; KOMI, 1995; FLECK; KRAEMER, 1997).

Em estudo realizado por Simão et al., (2001), utilizando a remada em pé, as cargas que geraram a potência máxima situaram-se entre 72,7% e 88,8% de 1RM, estando estes valores ligeiramente acima do habitualmente verificado na literatura.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

Considerando uma amostra não aleatória, mas intencional, os participantes compreenderam um total de 15 sujeitos. Foram selecionados estudantes de ambos os sexos na faixa etária de 20 +-2.

Os procedimentos éticos serão adotados conforme o Comitê de Ética da Universidade Federal do Paraná. Os sujeitos foram informados dos procedimentos da pesquisa, e foram excluídos do estudo atletas com histórico de lesão músculo-esquelética.

3.1 INSTRUMENTOS

3.1.1 Avaliação do Pico de Força e da Taxa de Desenvolvimento de Força (TDF)

Para mensurar pico de força isométrica e taxa de desenvolvimento de força foi utilizada uma Célula de Carga KRATOS IK-1C acoplada ao *software Measurement & Automation*, versão 4.1 (*copyright by National Instruments*, 2006). Este equipamento permite quantificar a força na unidade de Kg/F (quilograma-força), sendo ajustável conforme a articulação a ser testada, o músculo a ser avaliado ou ângulo articular de teste.

A taxa de desenvolvimento de força expressa a velocidade na qual o músculo atinge seu pico máximo de produção de força em relação ao tempo em milissegundos (ms), antes de atingir a força máxima. É medida através do ângulo que a curva de força isométrica demonstra no *software Microsoft Excel®*, que recebe os dados transportados do *Measurement & Automation*.

3.2 PROCEDIMENTOS

Para a realização da força isométrica máxima dos extensores do quadril, extensores do joelho e planti-flexores do pé, a altura da base da célula de carga foi ajustada à posição em cada teste, sendo respeitada a angulação pré-definida de 90 graus para as três articulações. Após testes isolados, foi realizado o teste unilateral no “carrinho” tanto

com membro inferior esquerdo como com o membro inferior direito, e então o teste bilateral, ou seja, utilizando os dois membros simultaneamente.

Ao comando do examinador, o sujeito realizou força explosiva de contração, seguida por força isométrica, sustentando a contração por 2 segundos. Os comandos foram estabelecidos na seguinte seqüência: “prepara”, para que o sujeito ficasse atento ao início do teste; “foi” para que executasse a força máxima; “solta”, para que não mais mantesse a força isométrica. O objetivo foi verificar a velocidade na qual o músculo atinge a força isométrica máxima, ou seja, taxa de desenvolvimento de força muscular, e não como a força se desenvolve com o tempo de contração do músculo.

As Figuras 1, 2 e 3 demonstram exemplos dos testes uni articulares.



Figura 1: amostra de um teste isométrico para planti-flexores do pé.



Figura 2: amostra de um teste isométrico para extensores da perna.



Figura 3: amostra de um teste isométrico para extensores da coxa.

A figura 4 demonstra um exemplo de como foram realizados os testes unilaterais de simulação de salto.



Figura 4: amostra do teste isométrico unilateral de simulação do salto.

As figuras 5, 6 e 7 esclarecem a forma como foi executado o teste bilateral.



Figura 5: amostra do teste isométrico bilateral de simulação de salto.



Figura 6: visão superior lateral do teste bilateral.



Figura 7: visão proximal do teste bilateral.

Em todos os testes, os sujeitos foram orientados para segurarem-se com as mãos na carteira ou maca sobre a qual estavam sentados ou deitados, facilitando assim a produção de força pelo membro isolado que estava sendo testado, e dificultando qualquer outro movimento do tronco ou do membro inferior que não estava sendo

testado, descartando, desta forma, qualquer hipótese de o indivíduo complementar a força produzida com segmentos não inerentes ao teste.

Quando deitados no carrinho para os testes unilaterais e o teste bilateral, os indivíduos eram orientados para se segurarem no carrinho com as mãos logo abaixo do quadril, para evitar que, ao fazer força, seu corpo deslizasse sobre o aparato. Nos testes unilaterais, padronizou-se que a perna que não estivesse sendo testada estaria relaxada com o pé sobre o carrinho, abaixo do quadril e das mãos, para evitar que esta participasse do torque final de força isométrica máxima produzida no teste acima descrito.

3.3 ANÁLISE DOS DADOS

Através dos dados coletados pela célula de carga, foi possível comparar as variáveis de força muscular e taxa de desenvolvimento de força nas condições isoladas para cada articulação, ou seja, tornozelo, joelho e quadril.

As análises estatísticas foram realizadas através do *software STATISTICA*® (STATSOFT Inc., versão 6.0). Foi utilizado para as variáveis, o teste T de Student para verificar se existia diferenças entre os membros direito e esquerdo, bem como a correlação de Pearson, entre as variáveis dos testes isolados com teste funcional ou bilateral. Foi adotado o nível de significância de $p < 0.05$.

Os resultados da taxa de desenvolvimento de força foram obtidos através da transferência dos dados do programa *Measurement & Automation*, versão 4.1 (*copyright by National Instruments*, 2006), para o *Microsoft Excel*, onde foi gerado um gráfico de linha dos dados, do qual era descartado 10% dos dados da curva no ponto onde o pesquisador considerou que ela estava em zero, logo antes da inclinação mais significativa, e mais 10% dos dados no ponto onde ela atingia seu ponto máximo (pico), e a partir da qual começava a declinar. Através destes dados resultantes (80% do gráfico previamente selecionado), era gerado o gráfico de linha final, que realmente representa a taxa em que o sujeito consegue desenvolver força através do tempo (em milissegundos).

A este gráfico era adicionada uma linha de tendência, e exibida a equação e o “R” do gráfico, as quais forneciam os dados necessários para a obtenção da taxa de desenvolvimento de força, como segue exemplo:

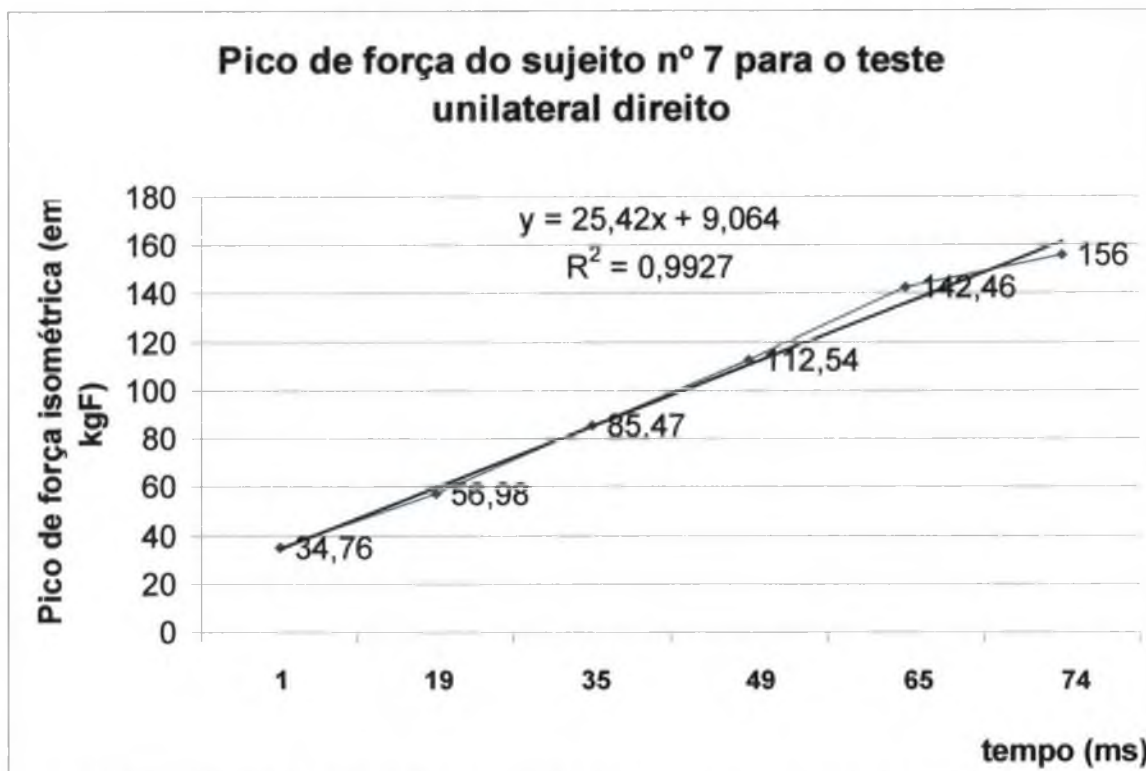


Figura 8 - Exemplo de gráfico de taxa de desenvolvimento de força, com linha de tendência e R^2 .

Para verificar qual segmento isolado teve maior influência na produção final de força isométrica máxima nos testes unilaterais, assim como qual teste unilateral teve maior influência na produção final de força isométrica máxima no teste bilateral, foi utilizado o teste de regressão estatística múltipla, do *software STATISTICA*® (STATSOFT Inc., versão 6.0).

4. RESULTADOS

O teste t de Student revelou similaridade entre os membros inferiores, onde não foram encontradas diferenças na força máxima e na taxa de desenvolvimento de força em nenhuma das articulações testadas ($p > 0.05$). Os resultados são apresentados na Tabela 1:

	FORÇA ISOMÉTRICA MÁXIMA (Kgf)		TAXA DE DESENVOLVIMENTO DE FORÇA (Kgf/s)	
	Direito	Esquerdo	Direito	Esquerdo
Tornozelo	23,74 ± 9,02	23,93 ± 8,92	0,000887 ± 0,00145	0,00096 ± 0,001181
	p = 0,95		p = 0,88	
Joelho	44,96 ± 20,06	44,78 ± 16,90	0,003421 ± 0,004582	0,001564 ± 0,001342
	p = 0,97		p = 0,15	
Quadril	58,14 ± 18,40	55,64 ± 15,79	0,004607 ± 0,004224	0,002793 ± 0,002164
	p = 0,15		p = 0,69	
Unilateral	85,53 ± 35,62	90,31 ± 36,97	0,0055 ± 0,005521	0,0049 ± 0,004424
	p = 0,72		p = 0,76	

Tabela 1 – Valores de força máxima e taxa de desenvolvimento de força nos segmentos inferiores esquerdo e direito nas articulações dos membros inferiores e unilateral.

Através destes resultados, pode-se observar que não foram encontradas assimetrias entre os membros inferiores direito e esquerdo para o pico de força isométrica e taxa de desenvolvimento de força das articulações do tornozelo, joelho e quadril. Assim, os dados do presente estudo não indicam influência de dominância entre os membros inferiores.

A taxa de desenvolvimento de força obteve um coeficiente de ajuste médio de R^2 de $0,91 \pm 0,11$ e indica um excelente ajuste dos coeficientes calculados para a taxa de desenvolvimento de força.

A Tabela 1 demonstra grande semelhança entre a média do pico de força isométrica do membro esquerdo e o direito para as articulações do tornozelo e joelho e quadril. Também não foram encontradas diferenças significativas quando comparados os testes unilaterais, bem como quando os picos dos testes isolados por articulação são somados. Por isto, as médias dos resultados obtidos pelos segmentos direitos foram somadas com seus respectivos contralaterais e o resultado dividido por dois, obtendo-se a média da

taxa e do pico de desenvolvimento de força do tornozelo, do joelho, e do quadril e da soma destes testes isolados. Estas médias são apresentadas na figura 9.

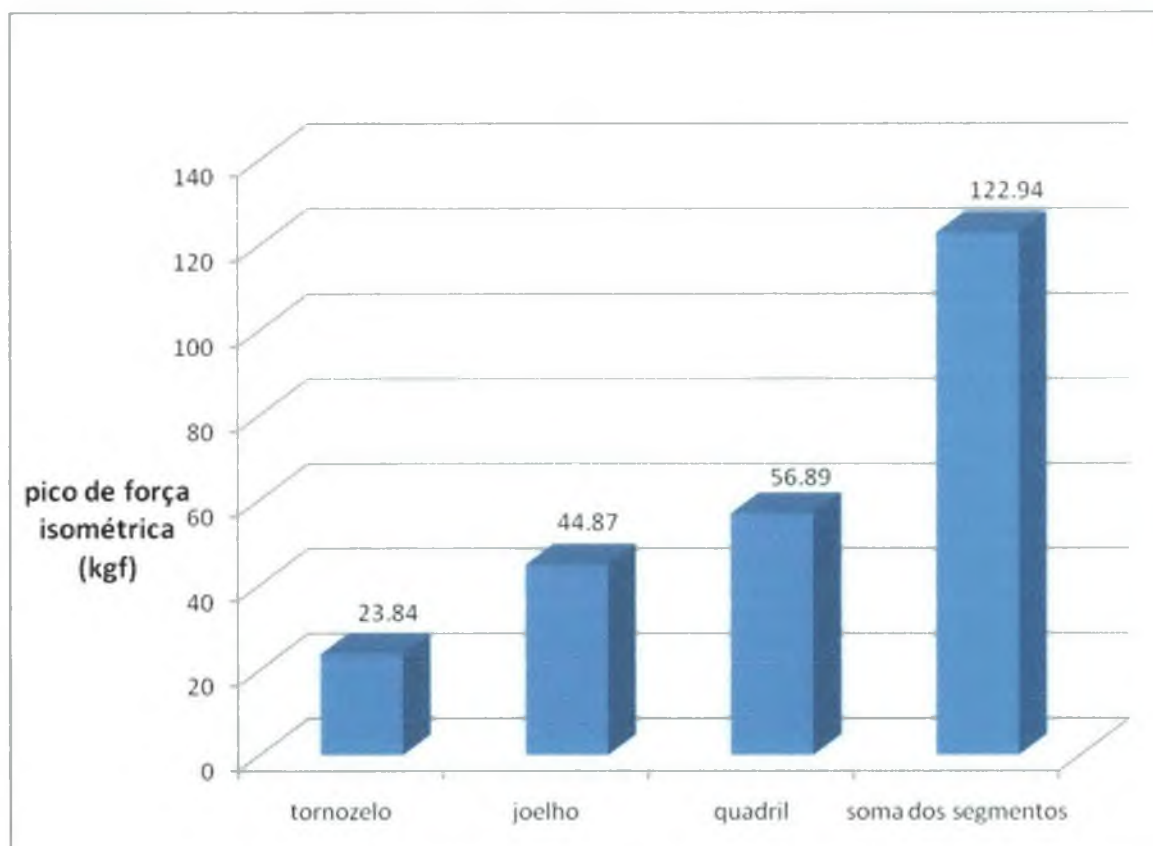


Figura 9 - Médias do pico de desenvolvimento de força dos segmentos tornozelo (direito + esquerdo), joelho (direito + esquerdo) e quadril (direito + esquerdo) e da soma dos segmentos.

A Figura 9 aponta que a força isométrica máxima desenvolvida pelo quadril tem uma participação de 46,3% no pico de força isométrica máxima determinada unilateralmente pela soma dos segmentos, enquanto o tornozelo participa com 19,4% da ação, e o joelho, com 36,5%. Tal redução independe da dominância dos segmentos testados.

Como não houve dominância, foram realizadas as médias para os picos, o somatório dos picos articulares e os testes unilaterais, cujos resultados estão presentes na Figura 10.

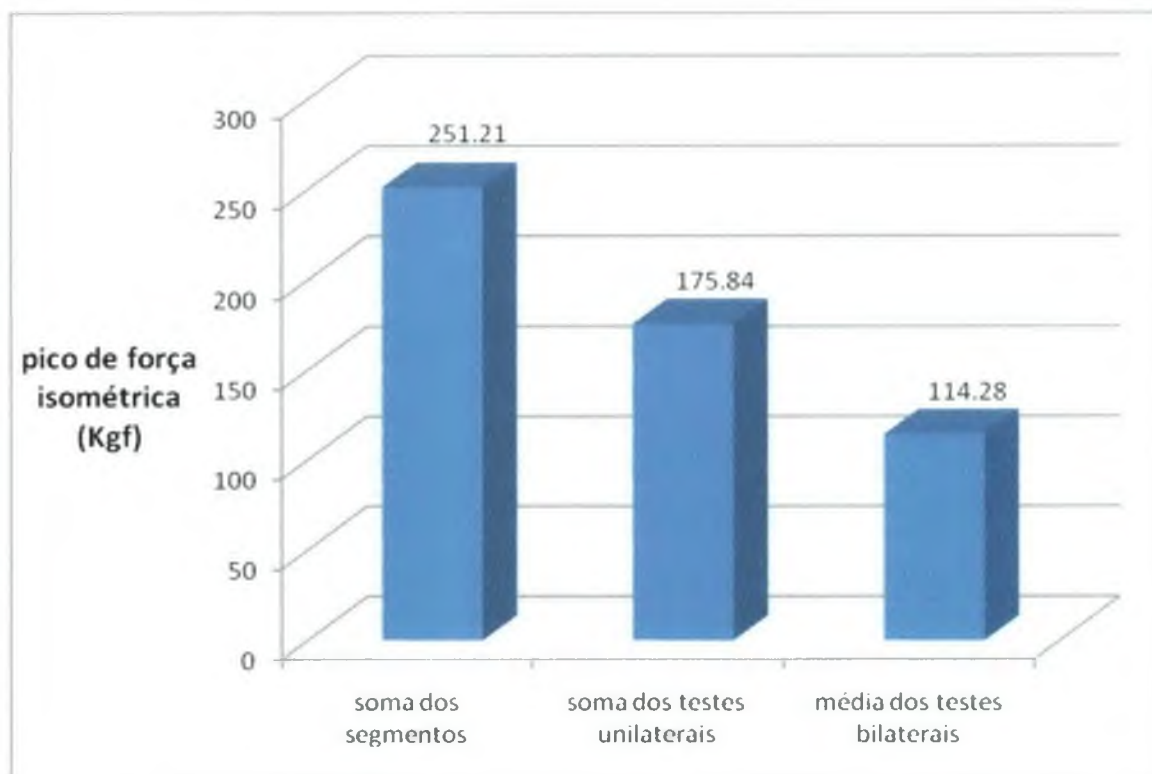


Figura 10 – Resultado da soma do pico de força isométrica do tornozelo, joelho e quadril (soma dos segmentos) comparada com a soma dos testes unilaterais e com a média do teste bilateral.

A Figura 10 mostra a diferença entre a soma dos picos articulares isolados do tornozelo, joelho e quadril (valores médios para direita e esquerda) e a soma dos testes unilaterais direito e esquerdo, ambos maiores do que a média apresentada pelos sujeitos avaliados no teste bilateral.

As médias da taxa de desenvolvimento de força dos segmentos do lado direito e do lado esquerdo, bem como a média da soma das taxas nos testes isolados e a média dos testes unilaterais, encontram-se na Figura 11.

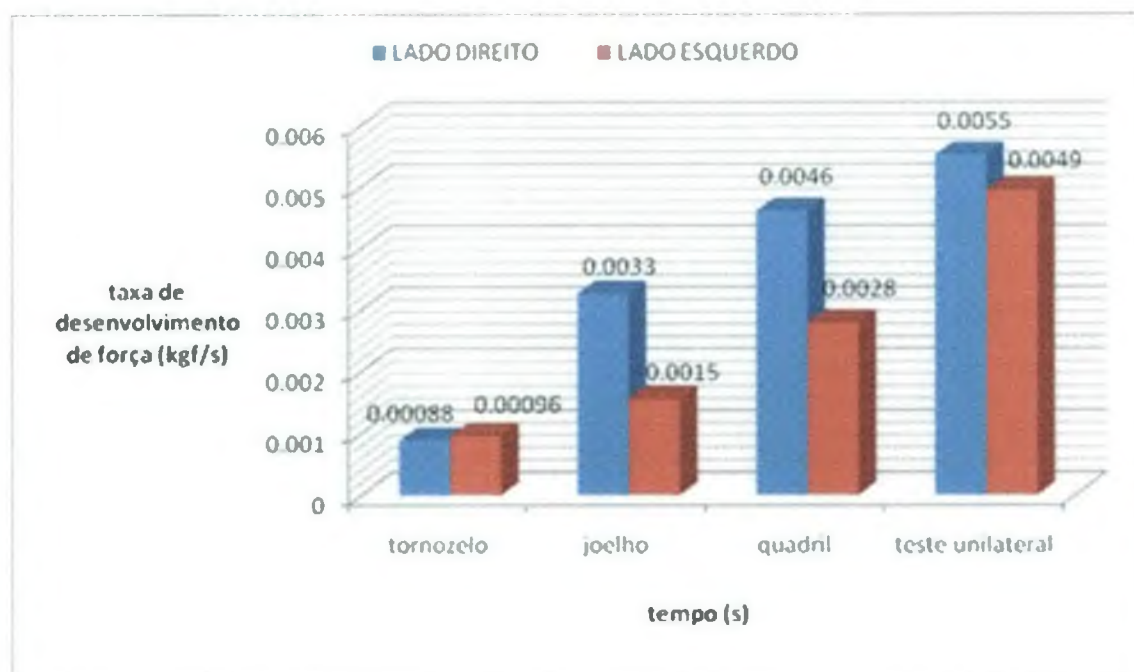


Figura 11 - Média da taxa de desenvolvimento de força dos segmentos direito e esquerdo e dos testes unilaterais.

Não foram encontradas diferenças significativas ($p > 0.05$) na taxa de desenvolvimento de força entre os lados direito e esquerdo. A somatória das taxas de força também não diferiu entre os segmentos. A soma das taxas de desenvolvimento de força isoladas (tornozelo, joelho e quadril) foi similar às taxas desenvolvidas pelos membros direito e esquerdo. A soma da taxa de desenvolvimento de força dos segmentos não diferiu daquela obtida pelo segmento quando testado de forma unilateral.

A Tabela 2 apresenta os valores médios da soma dos testes unilateral esquerdo e direito e a média dos testes bilaterais.

	FORÇA ISOMÉTRICA MÁXIMA (Kgf)	TAXA DE DESENVOLVIMENTO DE FORÇA (Kgf/ms)
	Média \pm dp	Média \pm dp
Média testes unilaterais	175,84 \pm 71,84	-
Teste bilateral	114,28 \pm 43,71	0,0066 \pm 0,0064

Tabela 2 – Valores médios (+ desvio padrão) da força isométrica máxima e da taxa de desenvolvimento de força da soma dos testes unilaterais e do teste unilateral.

A média do somatório do pico de força isométrica dos testes unilaterais é maior ($p = 0,008$) do que a média do resultado do teste bilateral. Quando comparados os resultados

da taxa de desenvolvimento de força destes mesmos testes, não foram encontradas diferenças significativas ($p = 0,26$).

A análise de regressão múltipla entre os picos e as taxas de força máxima e o teste bilateral encontra-se na Tabela 3.

	FORÇA ISOMÉTRICA MÁXIMA (Kgf)		TAXA DE DESENVOLVIMENTO DE FORÇA (Kgf/ms)	
Tornozelo	-0,13		-0,02	
Joelho	0,32		0,139	
Quadril	0,76*		0,650*	
Testes Unilaterais	DIREITO	ESQUERDO	DIREITO	ESQUERDO
	-0,11	1,07*	0,548	0,38

Tabela 3 – Valores de significância da taxa de desenvolvimento de força e do pico de força isométrica para os testes unilaterais e bilaterais. Os valores destacados em vermelho e asterisco (*) são significativos.

O resultado da análise de regressão múltipla entre os picos e as taxas de força máxima dos testes isolados por articulação e o teste unilateral direito e esquerdo encontra-se na Tabela 4.

	FORÇA ISOMÉTRICA MÁXIMA (Kgf)			TAXA DE DESENVOLVIMENTO DE FORÇA (Kgf/s)		
	tornozelo	joelho	quadril	tornozelo	joelho	quadril
Teste unilateral direito	0,114	0,176	0,677*	-0,02	-0,05	0,717*
Teste unilateral esquerdo	-0,35	0,738*	0,504*	-0,12	0,792*	-0,03

Tabela 4 – Valores de significância da taxa de desenvolvimento de força e do pico de força isométrica dos segmentos tornozelo, joelho e quadril, para os testes unilaterais. Os valores destacados em vermelho e asterisco (*) são significativos.

5. DISCUSSÃO

A simetria de força gerada pelos membros inferiores pode ser um importante fator na redução do risco de fadiga prematura ou lesões por esforço excessivo (CARPES et al., 2006).

A unilateralidade da maior parte dos esportes de alto nível faz com que o corpo dos atletas se desenvolva, desde as categorias de base, de forma desigual, podendo resultar em lesões (TANAKA, 2005).

Assimetrias no movimento humano ocorrem com frequência durante atividades cíclicas, como corrida e ciclismo, sendo ainda pouco conhecidos os fatores que determinam tais assimetrias (HERZOG; NIGG; READ; OISSON, 1989; SANDERSON, 1991; CARPES; ROSSATO; FARIA; MOTA, 2006). Algumas evidências relacionadas a assimetrias no esporte indicam que sujeitos saudáveis apresentam diferenças entre os membros inferiores que variam entre 5% e 20% durante o ciclismo (SARGEANT; DAVIES, 1977; DALY; CAVANAGH, 1976), enquanto que na caminhada e corrida, tais discrepâncias podem variar entre 35% e 45% (LASSEL et al., 1992; HAMIMM et al., 1984).

No presente estudo, não foram encontradas assimetrias significativas para os testes de taxa de desenvolvimento de força e pico de força isométrica máxima, pois ambos os membros inferiores apresentaram médias semelhantes para estas avaliações em todas as articulações testadas, bem como para os testes unilaterais (CARPES; BINI; MOTA, 2007; NAZÁRIO-DE-REZENDE et al., 2006; PAPPAS; SHEIKHZADEH; HAGINS; NORDIN, 2007; SIMÃO et al., 2004; SIMÃO et al., 2001; SIMÃO et al., 2006; YOUNG; MACDONALD; FLOWERS, 2001). Assim, descarta-se a possibilidade que diferenças entre os lados direito e esquerdo tenham influenciado os resultados. Tais achados encontram-se em consonância com aqueles reportados por Simão et al. (2001) que não observaram diferenças na potência muscular máxima e na carga máxima desenvolvida pelo braço direito e esquerdo em um teste de 1 RM. Contudo, é necessário que fatores como a duração dos testes (aeróbico ou anaeróbico), o nível de treinamento dos sujeitos e o protocolo de exercícios utilizados na pesquisa (grupos musculares envolvidos) sejam considerados, pois podem influenciar os resultados.

Os resultados do presente estudo indicam que os músculos que atuam ao redor da articulação do quadril são responsáveis por maior parte da força produzida. As articulações do joelho e tornozelo foram as que produziram valores menores, porém o joelho demonstrou maior força que a articulação do tornozelo. Isto pode ser explicado pelo tipo de músculos envolvidos, área de secção transversa. Além disso, a angulação pré-definida de 90° para as três articulações pode ter favorecido mais os músculos que atuam ao redor do quadril, causando uma vantagem mecânica naquela articulação.

Bobbert et al. (1998), citam que a articulação do quadril é a responsável por elevada quantidade de torque e potência em atividades de salto, onde as articulações do segmentos inferiores são posicionadas em ângulos similares aos utilizados no presente estudo. Além disso, outros estudos indicam que a coordenação de movimentos explosivos, como aqueles realizados durante os saltos verticais, é iniciada com a movimentação do segmento do tronco que é estabelecida pela reversão da articulação do quadril. Van Ingen Schenau (1989) aponta que os movimentos explosivos devem seguir uma ordem próximo distal, ou seja, a extensão do quadril deve preceder as demais articulações em aproximadamente 100 milissegundos. De fato, uma grande quantidade de força e explosão muscular é necessária para que os músculos extensores do quadril consigam vencer a resistência oferecida pelo massivo segmento do tronco.

A co-ativação dos músculos antagonistas tem sido apontada como um fator importante para a produção de torque articular (NAZÁRIO-DE-REZENDE et al., 2006), os quais podem resultar em maiores déficits musculares quando movimentos poliarticulares que requerem elevados níveis de tensão muscular são desempenhados. Isso explica, em parte, a maior força gerada pela soma dos torques exercidos pelos músculos, ou seja, quando os testes foram efetuados de forma isolada em comparação ao torque produzido pela ação conjunta das articulações. Esses achados estão em concordância com aqueles apontados por Schantz et al. (1989), que reportaram baixos níveis de força na extensão de perna no *Leg-Press*, quando comparada com a extensão de perna durante a extensão uni-articular do joelho. Os autores propõem que a ativação dos músculos agonistas, principalmente o músculo reto femoral, é significativamente maior em exercícios uni articulares. Assim, em exercícios uni articulares, a articulação do joelho pode estar melhor estabilizada e controlada, o que poderia diminuir a co-ativação dos músculos antagonistas durante o movimento.

Carpes e colaboradores (2007), pesquisaram o nível de treinamento e a simetria de força dos membros inferiores no *Leg-Press*, posto as semelhanças mecânicas e neuromusculares com movimentos atléticos, e demonstraram que sujeitos mais treinados tiveram um menor déficit bilateral do que em sujeitos menos treinados.

Simão et al. (2006) compararam a carga obtida em 10 repetições máximas nos diferentes dimídios corporais em exercícios de braços e pernas. Os autores também analisaram a soma das ações unilaterais com os resultados obtidos bilateralmente. Os pesquisadores não verificaram déficit bilateral, propondo que este resultado possivelmente foi devido à utilização de um protocolo de teste mais longo (10 RM duram, em média, de 30 a 40 s de execução) que gera um maior grau de fadiga e acidose metabólica.

Nesse mesmo sentido, Vandervoort et al. (1987) estudaram o déficit bilateral no exercício supino horizontal em condição isocinética comparadas com diferentes contrações musculares e diferentes velocidades de execução (baixas e altas). No trabalho isométrico, assim como em baixas velocidades, as diferenças entre o trabalho unilateral e o bilateral não foram significativas, porém, em altas velocidades, o desempenho bilateral foi menor que o unilateral, ocorrendo o déficit bilateral. Tais resultados sugerem que a capacidade de gerar força em curtos períodos de tempo pode explicar o déficit bilateral. Todavia, os resultados do presente estudo contrapõem-se aqueles encontrados por Vandervoort et al. (1987), pois o déficit bilateral parece não ter relação com a capacidade dos sujeitos em desenvolver altas taxas de força.

Entre os achados desta pesquisa, outro ponto importante a ser analisado é o fato de a somatória dos picos articulares apresentar-se maior do que a somatória dos testes unilaterais, que por sua vez é maior do que o pico de força isométrica máxima atingido no teste bilateral. Esta é mais uma evidência do déficit bilateral para a execução de 1 RM na simulação do salto pelos membros inferiores, o qual é interferido pela coordenação intra e inter muscular. Pode-se sugerir que os valores dos testes foram inversamente proporcionais à demanda e controle do sistema como um todo, ou seja, embora o teste bilateral seja de grande valor devido à sua funcionalidade, o mesmo não expressa os valores fragmentados dos testes isolados e unilaterais.

Estes resultados demonstram que o déficit bilateral parece não ter relação com a velocidade com que o movimento é executado.

6. CONCLUSÃO

A planificação de um treinamento de força eficaz quer para a performance esportiva, atividade física e saúde, qualidade de vida e reabilitação da saúde, requer um conhecimento científico sólido relacionado às variáveis que podem interferir nas sessões de treinamento, mais especificamente, na execução dos exercícios.

O déficit bilateral pode influenciar o desempenho atlético principalmente em exercícios cuja execução exige máxima performance bilateral, como por exemplo o salto vertical desempenhado na maioria das ações de levantamento e bloqueio no voleibol e de cestas tipo “*jump*” no basquetebol.

O presente estudo demonstrou que o déficit bilateral parece pode ser constatado na amostra utilizada e que sua manifestação parece não ter relação com a velocidade de execução do movimento, ou seja, a taxa de desenvolvimento de força parece não explicar o déficit bilateral. Provavelmente, a complexidade envolvida na execução de movimentos multi-articulares resulta em uma maior demanda sobre o sistema neuromuscular, que tem sua capacidade de gerar torque reduzida quando comparado a execução de movimentos uni articulares e menos complexos.

Através dos resultados obtidos pôde-se também confirmar a similaridade entre os membros inferiores e sua simetria na produção de força isométrica máxima, ao menos para testes de 1 RM.

Futuros estudos relacionando a ocorrência ou não do déficit bilateral, de similaridade e simetria entre os membros inferiores em testes de 1 RM e testes cujo esforço máximo seja de maior duração (por exemplo 10 RM) seriam interessantes para contextualizar estes fenômenos no treinamento contra-resistido, enquanto que os resultados aqui apresentados são de válida aplicação para eventos de curta duração, sem a presença de fadiga muscular (salto em distância, salto em altura).

REFERÊNCIAS

AAGAARD, P. SIMONSEN, E. B. ANDERSEN, J. L. MAGNUSSON, P. DYHREPOULSEN, P. **Increased rate o force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training.** Journal of Applied Physiology. Bethesda, v.92, n.4, p. 1318-1326, 2002.

BADILLLO, J.J. **Concepto y Medida de la Fuerza Explosiva en el Deporte. Posibles Aplicaciones al entrenamiento.** Entrenamiento Deportivo, Tomo XIV, n.º 1, 5-15, 2000.

BATISTA, M. A. B. COUTINHO, J. P. A.; BARROSO, R. TRICOLI, V. **Potencialização: a influência da contração muscular prévia no desempenho da força rápida.** Revista Brasileira de Ciências do Movimento, volume 11, nº 2, p. 07-12, jun. 2003.

CARPES, F. P. ROSSATO, M. FARIA, I. E. MOTA, C. B. **Bilateral pedaling asymmetry during a simulated 40 km time-trial.** Journal of Sports and Medicine Physical Fitness. 2006.

CARPES, F. P. BINI, R. R. MOTA, C. B. **Influência do nível de treinamento sobre a simetria de força no *Leg-Press*.** Biosci, vol. 22, nº 3, p. 95-104, set/out, 2006.

DALY, D. J. CAVANAGH, P. H. **Asymmetry in bicycle ergometer pedaling.** Medicine Science and Sports Exercise. 1976; 8:204-208.

EBBEN, W. P. **Complex training: A brief review.** Journal of Sports Science & Medicine. Vol. 1, 2002.

FARINATTI, P. T. V. MONTEIRO, W. D. **Fisiologia e Avaliação Funcional.** Editora Sprint, 2000.

FLECK, S. J. KRAEMER, W. J. **Fundamentos do Treinamento de Força Muscular**. Editora Artmed, 1999.

FRANCHINI, E. **Judô Desempenho Competitivo**. Editora manole, 2001.

GARCÍA, J. C. F. MINGUET, J. L. C. ESCAÑO, F. M. ESCAÑO, J. M. **Efectos del Trabajo Aeróbico em la Fuerza Explosiva de las Extremidades Inferiores**. Efdeportes.com (revista digital) N° 62 julho de 2003.

HAMILL, J. BATES, B. T. KNUTZEN, K. M. **Gruond reaction force symetry during walking and running**. Res. Quart. Exerc. Sports, , vol. 55, pág. 289-293, 1984.

HAMILL, J. KNUTZEN, K. M. **Bases biomecânicas do movimento humano**. São Paulo: Manole,. p.532, 1999.

HERTOGH, C. CHAVET, P. GAVIRIA, M. BERNARD, P. MELIN, B. JIMENEZ, C. **Méthodes de Mesure et Valeurs de Référence de la Puissance Maximale Développée lors D'Efforts Explosifs**. Cinesiologie, , XXXIII, vol. 157, pág. 133-140, 1994.

HERZOG, W. NIGG, B. M. READ, L. J. OISSON, E. **Asymmetries in ground reaction force pattern in normal human gait**. Medicine and Science Sports Exercise, vol. 21, pág. 110-114, 1989.

LASSEL E. M. VOISINP. P. H. LOSLEVER, P. HERLANT, M. **Analyse de la dissymétrie des deux mebres inferieurs au cours de la marche normale**. Annales de Rééducation et de Médecine Physique, 1992 ; 35:159-293.

MARQUES, M. A. C. **A força: alguns conceitos importantes**. Disponível no site da web: <http://www.efdeportes.com>, Revista Digital - Buenos Aires - Ano 8 - N° 46 - Março de 2002, acessado em outubro de 2007.

SANDERSON, D. J. **The influence of cadence and application during steady-rate cycling.** Journal of Human Movement Study. 1991; 19:1-9.

SANDOVAL, R. A. CANTO, R. S. T. BARAÚNA, M. A. **Dinamômetro analógico adaptado: um dispositivo para medir o torque muscular.** Disponível em www.efdeportes.com, Revista Digital - Buenos Aires - Ano 10 - Nº 76 - Setembro de 2004, acessado em outubro de 2007.

SAPEGA, A. **Muscle performance evaluation in orthopaedic practice.** J.B.J.S. v. 72, n 10, p. 1562-1574, 1990.

SARGEANT, A. J. DAVIES, C. T. M. **Forces applied to the cranks of a bicycle ergometer during one and two-legged pedaling.** Journal of Applied Physiology, 1997, 42:514-518.

SILVA, V. G. **Potência Muscular** (2003). Disponível em www.saudeemovimento.com.br, acessado em setembro de 2007.

SIMÃO, R. MONTEIRO, W. D. ARAÚJO, C. G. S. **Potência muscular máxima na flexão do cotovelo uni e bilateral.** Revista Brasileira de Medicina do Esporte, vol. 7, p. 157-162, 2001.

SIMÃO, R. MONTEIRO, W. ARAÚJO, C. G. S. **Fidedignidade inter e intradias de um teste de potência muscular.** Revista Brasileira de Medicina do Esporte, volume 7, nº 4, jul./ago. 2001.

SIMÃO, R. LEMOS, A. VIVEIROS, L. E. CHAVES, C. P. G. POLITO, M. D. **Força muscular máxima na extensão de perna uni e bilateral.** Revista Brasileira de Fisiologia do Exercício, vol. 2, p. 47-57, 2003.

TANAKA, M. **Lesões no tênis de campo em cadeira de rodas.** Disponível em www.inserir.org, acessado em 23/09/2007.

VANDERVOORT, A. A. SALE, D. G. MOROZ, J. **Strength velocity relation and fatigability of unilateral versus bilateral arm extension.** European Journal of Applied Physiology, vol. 56, p. 201-205, 1987.

VAN INGER SCHENAU, G. J. **From rotation to translation: constraints on multi-joint movements and the unique action of bi-articular muscles.** Human Movement Science, vol. 8, p. 301-337, 1989.

ZATSIORSKY, V. M.; **Ciência e Prática do Treinamento de Força.** Phorte editora, 1999.